



## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 投影データを発生する診断用画像装置との関連で用いられる ML-E M 画像再構成法であって、

(a) 測定放射投影データを含む投影データを収集するステップと、(b) 初期放射マップを推定するステップと、(c) 初期減衰マップを推定するステップと、

(d) 放射マップと減衰マップとを繰り返し更新するステップと、(e) 繰り返し毎に、前回の放射マップを採用し、それを (i) 測定放射投影データと (i i) 多次元投影モデルを用いて実行される前回の投影マップの再投影と (i i i) 減衰マップの再投影とに基づいて調整することにより、放射マップを再計算するステップと、

(f) 繰り返し毎に、前回の減衰マップを採用し、それを (i) 測定放射投影データと (i i) 多次元投影モデルを用いて実行される前回の投影マップの再投影とに基づいて調整することにより減衰マップを再計算するステップと、を含むことを特徴とする ML-E M 画像再構成法。

【請求項 2】 投影データを収集するステップが、測定伝送投影データを収集するステップをさらに含む請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】 再計算ステップにおける前回減衰マップへの調整が、測定伝送投影データに基づいてもまたなされる請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】 投影データを収集するステップが、診断用画像作成装置内に被験者がいないとき収集される伝送投影データのブランクセットを収集するステップをさらに含み、再計算ステップにおける前回減衰マップへの調整が、伝送投影データのブランクセットに基づいてもまたなされる請求項 2 又は 3 に記載の方法。

【請求項 5】 測定伝送投影データが、切頭されている請求項 2 から 4 までのいずれか一項に記載の方法。

【請求項 6】 検査中の被験者をあらわす画像を再構成するための医用画像形成装置であって、被験者からの測定放射投影データを記憶する放射メモリ (112) と、放射マップを記憶する画像メモリ (140) と、減衰マップを記憶する減衰マップメモリ (130) と、画像メモリ (140) から放射マップの先行投影を通じて放射マップ投影を発生する第一プロジェクト (150) であって、第一多次元投影モデルを使用し、第二多次元投影モデルを使用するプロジェクト (150) と、減衰マップメモリ (130) から減衰マップの先行投影を通じて減衰マップ投影を発生する第二プロジェクト (152) と、放射メモリ (112) と第一プロジェクト (150) とからサンプルを抽出しそれにしたがって減衰マップメモリ (130) に記憶された減衰マップを更新する第一データ処理装置 (160) と、放射メモリ (112) と第一プロジェクト (150) と第二プロジェクト (152) とからサンプルを抽出しそれにしたがって画像メモリ (140) に記憶された放射マップを更新する

第二データ処理装置 (170) と、放射マップから被験者の再構成画像表現を供給する目視可能ディスプレイ (310) とを含むことを特徴とする医用画像形成装置。

【請求項 7】 医療診断用画像形成装置 (10) が前記伝送投影データを収集する場合に、被験者からの伝送投影データを記憶する伝送メモリ (114) をさらに含む、請求項 6 に記載の医用画像形成装置。

【請求項 8】 第一データ処理装置 (160) が、減衰マップメモリ (130) に記憶された減衰マップを更新するとき、伝送メモリ (114) からまたサンプル抽出し、それにもまた基づいて更新する請求項 7 に記載の医用画像形成装置。

【請求項 9】 医療診断用画像形成装置 (10) に被験者がいないとき実行した空運転からの伝送投影データを記憶する参照メモリ (120) をもまた含み、第一データ処理装置 (160) が、減衰マップメモリ (130) に記憶された減衰マップを更新するとき、参照メモリ (120) からまたサンプル抽出し、それにもまた基づいて更新する請求項 7 又は 8 に記載の医用画像形成装置。

【請求項 10】 伝送メモリ (114) に記憶された被験者からの測定伝送投影データが切頭されている請求項 7 から 9 までのいずれか一項に記載の医用画像形成装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、放射データの画像再構成を用いる画像形成に関連する。これは、単一フォトン放射計算技術 (SPECT) と原子核カメラに関連して特有の用途を見出すので、特にそれに関連して記述する。しかし、本発明はまた、ポジトロン放射技術 (PET) 及び超音波技術を含みそれらに限定されない、その他の類似用途にも馴染むものであることは理解されなければならない。

【0002】

【従来の技術】 減衰補正は現在原子核医用画像再構成に必須の部分である。数年にわたって、単一解析フィルタから精巧な伝送装置に及ぶ幾つかの技術が、対象依存減衰マップを得るため、導入された。解析的補正においては、現実的であるためには余りに厳密な推論をされることが多い。放射データのみに基づく対象依存減衰補正は魅力的で理論的にも健全であるけれども、大型利用の用意が出来ていない。最後に、測定伝送データから構築された減衰マップに基づく技術は、普及している方法ではあるけれども、統計的品質が極めて貧弱である。さらに、放射データ再構成のための現行技術は、このノイズに感じ易い。加えて、収集伝送投影データが切頭されていることが多い。

【0003】 ここに提示する装置は、以前に利用された技術とは懸隔がある。相違を理解するには、先行技術の吟味が役立つ。繰り返し法は、減衰のような追加補正

因子の導入に役立ち易いことが通常認められている。図1を参照すると、最大期待可能性最大化(ML-E M)のような繰り返し法の背後にある基本概念は、数学的投影が測定放射投影のセットに匹敵する結果をそのために生じる対象(即ち画像又は放射マップ)を見出すことである。ML-E M再構成アルゴリズムは、画像を効率的な方法で見出すことの出来るエンジンの一つである。投影モデルを採用しているプロジェクトを用いて、最初の推定又は仮定から、投影のセットが人工的に創り出される。これらの投影は次いで「実際の」つまり測定したセ

ットと比較される。一定の条件を満たしたとき(即ち、放射マップの投影が測定放射投影に充分近いとき)は、繰り返し過程が止まって、そのときの画像が対象の可能な最良表現となるが、そうでないときは、最初の推定を更新して投影の新規セットを作る。明らかに、採用された投影モデルが投影作用の重要部分である。しかし、正確な投影モデルは複雑で細部にわたることがある。

【0004】図2を参照すると、投影モデル又は更新作用の「写実性」を改善する方法は、先験情報、つまり対象について既知の事項(例えば、輪郭、組織、など)を含むことである。一般的に、これは再構成の劇的な改善をもたらす強力な道具である。しかし、一つの警告は、この情報は実在する必要があることである。言い換えると、先験情報が真実か又は正確であるときは、再構成に役立つ。他方、不正確であると再構成を間違っ

て片寄らせるか又は欠陥のある効果を導入する。さらに、実用においては、画像形成をする対象の、常に正確な、目立たぬ重要特性を見出すことは難しい。

【0005】図3を参照すると、減衰マップは確かに再構成に役立ち得る一因子である。減衰特性に関する情報は、簡単な状態(例えば均一減衰、対称減衰など)について効率良く作ることが出来る。しかし、一般的に、真実でないか及び/又は対象特有でないかの減衰特性を示して不正確さの入り込む余地がある。

【0006】図4を参照すると、減衰マップが対象毎に作られて再構成に直接用いられる場合は、遙かに進歩的である。減衰マップは測定伝送投影データから導き出されることが多い。これはほとんどの近代的均一減衰補正装置の基本である。しかし、この方法に伴う問題は統計である。一般的に、有用で利用可能な減衰マップを定義するためには、多くの計数が必要である。実用においては、しかし、減衰マップ定義のための計数は限られており、本質的に付随するノイズが放射マップの再構成に移入される。別の問題は、減衰マップ導出のため用いる伝送投影データは切頭され、それにより減衰マップの品質が下がることが多いことである。言い換えると、計数の不足及び/又は伝送データの切頭のため、貧弱な減衰マップが改善しようとする画像品質を実際に劣化することがあり得る。

【0007】測定減衰マップの取得におけるこれらの限

界が、別の技術を研究する動機となった。減衰マップを理論的に再構成出来る情報を放射データが含むことは一般的に知られている。事実、対象の中の各点は伝送線源と見なすことが出来、検出器上の所与の点での観測強度は、減衰が無いときの期待強度と比較することが出来る。残念ながら、放射マップの中の計数の数が限られていることもあって、放射マップと減衰マップとの間の関係は部分的に確定するに過ぎない。さらに、この過程は、低放射能、低減衰状態と高放射能、高減衰状態との間を本質的に区別出来ない。

【0008】先行技術のさらに別の欠点は、線型投影モデルのみを採用していることである。つまり、単一経路つまり検出箱から放射能までの線に沿って起こる出来事について計数するのみである。このような投影モデルは、線を離れた線源からの、特定の検出箱にフォトンを検出させられる散乱又はコリメータ分解を計数するのに適応していない。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、放射計算技術における減衰補正をおこなうための新規技術を目指している。

【0010】

【課題を解決するための手段】本発明の一側面にしたがうと、投影データを発生する診断用画像作成装置と関連して用いるためのML-E M画像再構成の方法が提供される。本方法は、測定放射投影データをはじめとする投影データ収集を含む。初期の放射マップと減衰マップとを推定し、繰り返し更新する。繰り返し毎に、前回の放射マップを採用し、それを(i)測定放射投影データ、(ii)多次元投影モデルを用いて実行された前回の投影マップの再投影、及び(iii)減衰マップの再投影に基づいて調整することにより放射マップを再計算する。また、繰り返し毎に、前回の減衰マップを採用し、それを(i)測定放射投影データ、及び(ii)多次元投影モデルを用いて実行された前回の投影マップの再投影に基づいて調整することにより減衰マップを再計算する。

【0011】本発明の別の側面にしたがうと、それを用いて検査される被験者の画像表現を再構成するための医療診断用画像作成装置が提供される。これは、被験者からの測定放射投影データを記憶する放射メモリを含む。画像メモリが放射マップを記憶し、減衰マップメモリが減衰マップを記憶する。第一プロジェクトが、画像メモリから放射マップの先行投影を通じて放射マップ投影を発生する。同様に、第二プロジェクトが、減衰マップメモリから減衰マップの先行投影を通じて減衰マップ投影を発生する。第一及び第二プロジェクトはそれぞれ、第一及び第二多次元投影モデルを使用する。第一データ処理装置は、放射メモリ及び第一プロジェクトからサンプルを抽出し、それにしたがって減衰マップメモリに記憶

された減衰マップを更新する。第二データ処理装置は、放射メモリ、第一プロジェクタ、及び第二プロジェクタからサンプルを抽出し、それにしたがって画像メモリに記憶された放射マップを更新する。最後に、目視可能ディスプレイが、放射マップから被験者の再構成画像表現を取得する。

#### 【0012】

【発明の実施の形態】以下、例として添付図面を参照して、本発明を実施する方法について詳細に説明する。図5を参照すると、本発明にしたがう無線源ML-EM再構成の基本的流れを示している。医療診断用画像作成装置（以下に詳細を説明）が放射投影データを発生する。本実施例においては、伝送マップは放射データのみから再構成される。伝送スキャンが無いので、患者の放射線被爆が減少する。さらに、好適実施例においては、多次元投影モデルが放射マップのいっそう正確な投影を提供する。図6を参照すると、無線源再構成の追加適応である線源結合再構成の基本的流れを示している。本実施例においては、医療診断用画像作成装置10はまた、伝送投影をも発生する。線源結合減衰補正は、解析的無線源法の安定性に実際の伝導測定値の利点を結合する。この方法においては、測定伝送投影が、統計的に貧弱及び／または切頭されているとは言え、解析的方法を安定させ、減衰マップと放射マップとを強制的に無関係にするのに用いられる。伝送情報と放射計数とは結合されて減衰マップの画像を形成する。その結果、再構成において放射データが「助ける」のに用いられるので、減衰マップの品質が改善される。これは、翻って、定量的正確度の観点から放射マップの再構成を改善する。

【0013】医療診断用画像作成装置10とは、一般的にシンチグラフ像を作成する任意の原子核医用スキャナ、例えば、SPECTスキャナ又はPETスキャナ、である。該当する装置は、放射フォtonsの空間的、時間的及び／又はその他の特性を検出して記録するものである。

【0014】図7を参照して詳説すると、例示的实施例において、診断用原子核画像形成装置又はスキャナ10は、台又は寝いすのような、検査及び／又は画像作成をするファントム又は患者のような被験者を、被験者受け入れ領域内に支えて位置決めをする被験者支持物12、を含むガンマ・カメラ又はSPECTスキャナである。被験者には、放射線が放射されるよう一つ以上の放射性医薬品又は放射性アイソトープを注射する。第一ガントリ14が、それに取り付けられた回転ガントリ16を保持する。回転ガントリ16は、被験者受け入れ空間18を区切る。一つ以上の検出器・ヘッド20が回転ガントリに色々な移動自由度で調節出来るよう取り付けられている。検出器・ヘッド20は回転ガントリ16に取り付けられて、被験者受け入れ空間18（及びその中にいるときは被験者）の周りを回転ガントリ16の回転にしたが

って回転する。作動に当たって、検出器・ヘッド20は被験者の周りで回転され又は番号を付けられて、複数の方向からの放射線を監視して別々の複数の視角像を得る。

【0015】検出器・ヘッド20の各々は、被験者受け入れ空間18に面して放射線受信面を有し、これは入力放射線に反応して光つまりフォtonsの閃光を放射する大量ドープヨウ化ナトリウム結晶のようなシンチレーション結晶を含んでいる。光増倍管のアレーがその光を受けて電気信号に転換する。分解回路が各閃光のx、y座標及び入力放射線のエネルギーを分解する。これはつまり、放射線がシンチレーション結晶を叩いてシンチレーション結晶に光を発生させること、つまり放射線に反応して光フォtonsを放射することを言う。フォtonsは光増倍管に向かう。光増倍管の相対出力は、処理され補正されて

(1) 各放射線事象を受信した検出器・ヘッドの位置座標及び(2) 各事象のエネルギーを示す出力信号を発生する。このエネルギーは、多重放射線源、浮遊及び二次放出放射線、遷移放射線、のような放射の各タイプの間の区別、及びノイズ除去に用いられる。画像表現は、各座標で受信された放射線データにより定義される。放射線データは次いで関心のある領域の画像表現に再構成される。

【0016】任意選択で、検出器・ヘッド20には、検出器・ヘッド20の放射線受信面に着脱可能で取り付けられた機械的コリメータ24を含ませる。コリメータ24は、収集するデータ型（即ち、平行ビーム、扇形ビーム、及び／又は円錐形ビーム）にしたがって選ばれた線に沿って放射されていない放射線を受けないよう制限する鉛のアレー又は格子若しくは別途放射線吸収翼を含むのが好適である。代案として、例えば、一致モードで作動しているときは、コリメータ24を省略して良い。

【0017】一つ以上の放射線源30が、検出器・ヘッドから被験者受け入れ空間18を横切って取り付けられている。任意選択で、これらを検出器・ヘッドの間又は反対側の検出器・ヘッドの放射線受信面に、放射線源30からの伝送放射が、被験者受け入れ空間18の反対側にある対応検出器・ヘッド20の方を向きそれにより受けられるよう、取り付けてもよい。好適実施例においては、検出器・ヘッド20に採用したコリメータ24は、事実上、伝送放射線をコリメートする。これは言わば、検出器・ヘッド20の放射線受信面に（平行ビーム構成に関して）直交する放射線に沿って移動していない伝送放射線の部分を検出器ヘッド20が受信するのを、コリメータ24制限していることになる。代案として、別のコリメーション配置を採用する及び／又はコリメーションを線源で起こしても良い。

【0018】好適実施例において、放射線源30は、それらが対応する検出器・ヘッドの全長を各々移動する移動点状線源である。代案として、例えば、放射性原子核

を満たして両端を密封したスチール管のような線状線源が採用出来る。別の実施例においては、放射線源 30 は棒状線源、点状線源、平坦長方形線源、円盤状線源、フラッド線源、放射性原子核で満たした管又は容器、若しくは X-線管のような放射線発生器である。代案として、伝送放射線の一つ以上の点状線源を利用することができる。

【0019】図 7 を参照すると、画像作成作用の稼働には相互作用 ML-E M 再構成技術を含み、ここでは放射投影データが、画像処理装置 100 を経て患者体内の放射性物質分布の画像表現に再構成される。勿論、実行される再構成技術は、収集する放射線の型、使用するコリメータの型（つまり、扇形、円錐形、平行ビーム、及び／又はその他のモード）及び使用する診断用画像作成装置にしたがって多少は変わる。いずれの場合にも、患者からの放射線が、例えば SPECT スキャナの検出器・ヘッドにより受信され、測定放射投影データが発生する。測定放射投影データは通常、患者の解剖学的構造の吸収又は減衰特性が異なることから来る不正確さを含んでいる。任意選択で、一つ以上の伝送放射線源 30 から 10 の伝送放射線をも、例えば SPECT スキャナの検出器・ヘッド 20 により、受けるよう、伝送スキャンをも実行して、測定伝送投影データを発生する。しかし、測定伝送投影データはノイズが多い及び／又は切頭されている。伝送スキャンを実行する場合は、ソーター 200 が測定放射及び伝送投影データをそれらの相対エネルギーに基づいて分類する。このデータは測定投影観測メモリ 110、さらに詳しくは、対応する放射メモリ 112 及び伝送メモリ 114 に、記憶される。

【0020】伝送投影データが収集されるこれらの例においては、測定伝送投影データをそれに対して評価及び／又は比較するのに用いるための基本線つまり参照を収集するためプレスキャン空運転を実行する。空運転においては、伝送投影データのブランクセットが得られるよう、スキャナを用いて中に被験者をおかないで伝送スキャンを実行する。好適実施例において、このデータは参照メモリ 120 に記憶される。

【0021】再構成過程の第一繰り返しの準備に当たって、減衰マップメモリ及び画像メモリそれぞれの推定値即ち第一評価値を減衰マップメモリ 130 及び画像メモリ 140 にロードしてそれらを初期化する。減衰マップに関する第一評価値は、被験者を含む所定の輪郭内の均一減衰値と輪郭外のゼロにより任意に特性付けられる。同様に、放射マップに関する第一評価値は、輪郭内の均一減衰値と輪郭外のゼロにより任意に特性付けられる。代わりに、追加の先験情報が利用出来るともっと正確な第一評価値が出来る。

【0022】再構成過程の各繰り返しを用いて、第一プロジェクト 150 が画像メモリ 140 の中に記憶された評価放射マップを再投影及び／又は先行投影してその投

影画を得る。同様に、第二プロジェクト 152 が減衰マップメモリ 130 の中に記憶された減衰マップを再投影及び／又は先行投影してその投影画を得る。投影は多次元投影モデルを用いて行われる。これはつまり、単一方向に沿って動く放射線を説明するだけの単なる線型モデルとは反対に、多次元投影モデルが多方向からの放射線を説明すると言うことである。好適実施例においては、投影モデルは、次の、散乱、画像作成装置に伴う幾何学的点反応（分解）、PET 用途における同じ消滅事象から生じるのではない不規則同時フォトン検出を計数する不規則性補正、及び／又はフォトンエネルギー交換による混信、のうち任意の一つ以上を計数する。少なくとも一つの実施例において、第一と第二のプロジェクト 150 と 152 が用いる投影モデルは同一ではない。代わりに、若干の用途に関しては、同じ投影モデルを採用する。第一データ処理装置 160 は、各繰り返し毎に減衰マップメモリ 130 の中の減衰マップを更新し、第二データ処理装置 170 は、各繰り返し毎に画像メモリ 140 の中の放射マップを更新する。

【0023】第一データ処理装置 160 は、前回記憶した減衰マップを減衰マップメモリ 130 から取得し多数の因子に基づいてそれを調整することにより、減衰マップを再計算する。所謂の無線源再構成を採用する好適実施例において、その因子には、(i) 放射メモリ 112 からの測定放射投影データ、及び (ii) プロジェクト 150 を経て再投影される画像メモリ 140 に記憶された前回放射マップの再投影、が含まれる。詳説すると、第一データ処理装置 160 が、放射メモリ 112 からサンプルを抽出し、プロジェクト 150 から投影画を出力して、減衰マップの各更新を完成し、次いでこれを減衰マップメモリ 150 に再ロードする。無線源再構成については、測定伝送投影データは使用しない。したがって、伝送投影データを収集しないで、それにより被爆量を最小にし機械的複雑性を軽減するのが好適である。所謂の線源結合再構成を採用する代替実施例においては、上記に加えて、(任意選択で切頭された) 測定伝送投影データもまた減衰マップの各更新に組み込まれる。この実施例において、測定伝送投影データもまた、各更新又は再計算のため第一データ処理装置 160 により伝送メモリ 114 からサンプル抽出される。加えて、基準線つまり参照メモリ 120 からの参照伝送投影もまた考慮に入れられる。第一データ処理装置の作用の詳細説明は、もっと数学的な表現で以下に示す。

【0024】無線源及び線源結合双方の再構成において、第二データ処理装置 170 は、同一因子に基づいて放射投影データを更新する。これらの因子には (i) 測定放射投影データ、(ii) 前回放射マップの再投影、及び (iii) 減衰マップの再投影、が含まれる。詳説すると、各繰り返し毎に、第二データ処理装置 170 が、放射メモリ 112、第一プロジェクト 150、及び

第二プロジェクト152からサンプルを抽出する。収集したデータに基づいて、第二データ処理装置170は、放射マップを再計算して更新放射マップを画像メモリ140の中にロードし戻す。ここでもまた、第二データ処理装置の作用の詳細説明は、もっと数学的な表現で以下に示す。

【0025】最終繰り返し完了すると、ビデオ処理装置300が、関心のある領域内の放射性原子核分布の再構成をあらわすデータを画像メモリ140から抽出又は別途受領する。ビデオ処理装置300は次いでそれを、ビデオモニタ310又はその他の適切な表現装置のような、目視可能ディスプレイ上で見るため、被験者の画像表現にフォーマットする。

【0026】もっと数学的な表現では、画像処理装置100の作用は以下の通りである。繰り返しML-E M再構成は、方程式の一次系についての反復解法である。これは、再構成に、一次系の解法に基づく、他の再構成技術では達成困難な、遅しさを持っている。ML-E Mアルゴリズムの重要な特徴は、原子核医用放射線画像作成に適切な一定の中庸の制限を与えられると、それが厳密過ぎようが柔軟過ぎようが、整合していようがいまいが、任意の方程式の一次系に適用出来ることである。如何なる場合にも、多数回の繰り返しの後、ML-E Mア\*

$$P_i = \Delta t_i \sum_{k=1}^K F_k m_{ki} + n_i, \quad i=1, \dots, M \quad (1),$$

ここで、 $\Delta t_i$ はi番投影に関する画像作成時間である。

【0028】この方程式の一次系がこのとき基本画像作成モデルである。 $f_k^{(h)}$  (放射マップのk番ボクセル) ※30

$$f_k^{(h+1)} = f_k^{(h)} \frac{1}{\sum_{i=1}^M m_{ki}} \sum_{i=1}^M \frac{P_i}{\Delta t_i \sum_{n=1}^K f_n^{(h)} m_{ni}} m_{ki} \quad (2).$$

この方法を用いて、散乱、分解、及び減衰をモデル $m_{ki}$ に組み込むことが出来る。しかし、転移マトリクス減衰と散乱を包含するには、減衰マップの先験知識を採用する。

$$P_i = \Delta t_i \sum_{k=1}^K m_{ki} F_k \exp\left(-\sum_{j \in N_{ki}} c_{ji} \mu_j\right) + n_i, \quad i=1, \dots, M \quad (3),$$

ここで、 $\mu_j$ は、減衰マップのj番ピクセルの線型減衰係数で、 $c_{ji}$ は $\mu_j$ の有効減衰長である。ピクセルのセット $N_{ki}$ は、線源-検出器対( $F_k$ ,  $P_i$ )について $N_{ki} = \{\text{pixel } j \mid m_{ji} \neq 0\}$ で与えられる。幾何学的には、☆

$$f_k^{(h+1)} = f_k^{(h)} \frac{1}{\sum_i \exp\left(-\sum_{j=0}^{N_i-1} u_j^{(h)} c_{ji}\right) m_{ki}} \sum_i \frac{P_i m_{ki}}{\Delta t_i \sum_n f_n^{(h)} m_{ni}} \quad (4),$$

第一データ処理装置160を介して更新される減衰マッ

\* ルゴリズムは、原始データを与えられると、最も可能性の高い解に転換する。

【0027】この繰り返しアルゴリズムの魅力的な性質の一つは、決定の一般確率モデルを使っていることである。基礎になる放射性原子核分布は連続であるが、信号又は投影は離散値の箱、又はサンプル抽出位置で検出される。以下において、 $P_i$ はi番デタクタ位置における全検出フォトン（即ち、測定放射投影データ）をあらわす。 $M$ 個の検出器位置がある。また、放射性原子核分布は、基本関数の離散集合であらわされる。放射分布に関する基本関数はボクセルである。 $F_k$ は連続放射性原子核分布のk番画像ボクセル全体の平均をあらわす。 $K$ 個の画像ボクセルがある。転移マトリクス係数 $m_{ki}$ （即ち投影モデル）は、ボクセルkの中に単位時間当たり放射されたフォトンが検出器位置iにおいて検出される確率である。各測定値にはノイズがあるので、各測定値に結合するノイズを $n_i$ であらわす。しかし一般的に、画像作成システムについては充分知られていて、ノイズの統計的特性を正確にモデル化することが出来る。したがって、i番検出器位置における全フォトン計数は、その検出器位置に影響するすべてのボクセルの合計である。これは数学的に次のようにあらわされる。

※を、ML-E M再構成のh番目繰り返しにおけるボクセルkの中の放射能 $F_k$ の評価値としてあらわすと、(h+1)番目繰り返しにおけるML-E M評価値は次式で与えられる。

★【0029】PET実施例についての無線源再構成  
この場合の放射画像作成のための減衰マップの欠落は、ここで未知の減衰マップを含む新規公式化に帰着する。進むべき問題はここで次のように記述される。

☆セット $N_{ki}$ は、線源ピクセルkを含む反応線iと交わりそれを覆うピクセルのセットである。未知( $F_k$ ,  $\mu_j$ )の評価値( $f_k$ ,  $\mu_j$ )は、第二データ処理装置170を介して更新される放射マップについては、

プについては、



$$u_j^{(h+1)} = u_j^{(h)} \frac{\sum_i \exp\left(-\sum_j u_j^{(h)} c_{ji}\right) c_{ji} \sum_n f_n^{(h)} m_{ni}}{\sum_i P_i c_{ji}} \quad (5),$$

で与えられる。これはつまり、この実施例（即ち、PETデータを用いる無線源再構成）においては、第二データ処理装置170と第一データ処理装置160が、それぞれ方程式（4）と（5）から前者と後者の計算を実行するということである。

＊【0030】SPECT実施例についての無線源再構成SPECTについて、アルゴリズムの同様のセットが展開される。この場合の進むべき問題は再び次のようにある。

$$P_i = \Delta t_i \sum_{k=1}^K m_{ki} F_k \exp\left(-\sum_{j \in N_{ki}} c_{ji} \mu_j\right) + n_i, \quad i=1, \dots, M \quad (6).$$

しかし、SPECTについてセット $N_{ki}$ は、図8に示すように別様に定義される。セット $N_{ki}$ は、線源ピクセル $k$ から投影箱 $i$ までを総合する減衰線を覆うピクセルの※

※セットである。この結果アルゴリズムが変わる。この実施例において、放射更新は次式で与えられ、

$$f_k^{(h+1)} = f_k^{(h)} * \frac{1}{\sum_i \exp\left(-\sum_{j \in N_{ki}} \mu_j^{(h)} c_{ji}\right) m_{ki}} \sum_i \frac{P_i m_{ki} \exp\left(-\sum_{j \in N_{ki}} \mu_j^{(h)} c_{ji}\right)}{\Delta t_i \sum_n \exp\left(-\sum_{j \in N_{ni}} \mu_j^{(h)} c_{ji}\right) f_n^{(h)} m_{ni}} \quad (7);$$

伝送画像更新は次式で与えられる。

$$\mu_j^{(h+1)} = \mu_j^{(h)} * \frac{\sum_i \left\{ \frac{P_i}{\sum_n \exp\left(-\sum_{j \in N_{ni}} \mu_j^{(h)} c_{ji}\right) f_n^{(h)} m_{ni}} \sum_j \exp\left(-\sum_{j \in N_{ni}} \mu_j^{(h)} c_{ji}\right) f_n^{(h)} m_{ni} \left\{ \begin{matrix} 0, & (j, i) \in N_{ki} \\ c_{ji}, & (j, i) \in N_{ki} \end{matrix} \right\} \right\}}{\sum_{i, j} \left\{ c_{ji} \exp\left(-\sum_{j \in N_{ni}} \mu_j^{(h)} c_{ji}\right) f_n^{(h)} m_{ni} \left\{ \begin{matrix} 0, & j \in N_{ki} \\ 1, & j \in N_{ki} \end{matrix} \right\} \right\}} \quad (8).$$

前の通り、この実施例（即ち、SPECTデータを用いる無線源再構成）においては、第二データ処理装置170及び第一データ処理装置160が、それぞれ方程式（7）と（8）から前者と後者の計算を実行する。

【0031】PET実施例についての線源結合再構成線源結合再構成は、 $T_n$ であらわされる測定伝送デー

★タ、及び $E_n$ であらわされるブランク散乱を利用して、無線源再構成を安定化する。伝送散乱を可能性確率関数に先験情報として組み込むことによりこれを達成する。その結果は伝送マップのみに付いて更新が異なる。PETについては、このとき伝送更新が次式で与えられる

$$\mu_j^{(h+1)} = \mu_j^{(h)} * \frac{\sum_i P_i c_{ji} + \sum_n T_n \hat{e}_{jn}}{\Delta t_i \sum_{i, k} \exp\left(-\sum_j \mu_j^{(h)} c_{ji}\right) c_{ji} f_k^{(h)} m_{ki} + \Delta_n \sum_n \exp\left(-\sum_j \mu_j^{(h)} \hat{e}_{jn}\right) \hat{e}_{jn} E_n} \quad (9),$$

ここで、 $\Delta t_i$ は放射データについての投影当たり散乱時間で、 $\Delta_n$ は、放射散乱時間の伝送散乱時間に対する比率を反映する規格化定数である。係数 $\hat{e}_{jn}$ は、減衰マップの $j$ 番ボクセルの $n$ 番伝送測定値に対する影響度の目安であって、上に定義した係数 $c_{ji}$ と同じとは限らない。これらは、採用したスキャナに関する特定の実施例に左右される。

【0032】SPECT実施例についての線源結合再構成線源結合SPECTにおける放射マップに関する更新ル

★ールは、無線源SPECTに関する更新ルールと同様である。伝送マップ更新ルールのみが次のように変更される。

$$\sum_i \left\{ \frac{P_i}{\sum_j \exp \left( - \sum_{j \in N_{i1}} \nu_j^{(1)} c_{ji} \right) \varepsilon_i^{(1)} \mu_{i1} \left\{ \begin{smallmatrix} 0, & (j,i) \in N_{i1} \\ 1, & (j,i) \in N_{i2} \end{smallmatrix} \right\}} \right\} \cdot \sum_j T_{ij} c_{ji} \\ \sum_{i,j} \left\{ c_{ji} \exp \left( - \sum_{j \in N_{i1}} \nu_j^{(1)} c_{ji} \right) \varepsilon_i^{(1)} \mu_{i1} \left\{ \begin{smallmatrix} 0, & (j,i) \in N_{i1} \\ 1, & (j,i) \in N_{i2} \end{smallmatrix} \right\} \right\} \cdot \Delta_{ij} \sum_j \exp \left( - \sum_j \nu_j^{(1)} c_{ji} \right) \varepsilon_{ij} \varepsilon_{ij} \right\} \quad (10).$$

任意選択で、第一及び第二データ処理装置 160 及び 170 の作用は、その他の成分と同時に、ハードウェア、ソフトウェア、又はハードウェアとソフトウェアとの組合せの構成として実行される。

#### 【0033】

【発明の効果】放射計算断層写真のための線源結合減衰補正に関して上述した実施例の利点の一つは、ML-E M再構成のための減衰マップの改善である。別の利点は、無線源ML-E M再構成を介する患者被爆量の軽減である。さらに別の利点は、いっそう正確に実際状態を近似する多次元投影モデルの採用である。別の利点は、最終再構成に減衰マップを介してノイズが導入される可能性が少ないことである。さらなる利点は、切頭された伝送データを用いてさえも正確な再構成が可能なことである。

#### 【0034】

##### 【図面の簡単な説明】

【図1】先行技術にしたがう、典型的ML-E M再構成法の作用を示す流れ図である。

【図2】先行技術にしたがう、先験情報を採用する典型的ML-E M再構成法の作用を示す流れ図である。

【図3】先行技術にしたがう、人工的に発生した減衰マップを採用する典型的ML-E M再構成法の作用を示す流れ図である。

【図4】先行技術にしたがう、測定伝送投影データから\*

\* 導出した減衰マップを採用する典型的ML-E M再構成法の作用を示す流れ図である。

【図5】本発明の側面にしたがう、無線源ML-E M再構成法の作用を示す流れ図である。

【図6】本発明の側面にしたがう、線源結合ML-E M再構成法の作用を示す流れ図である。

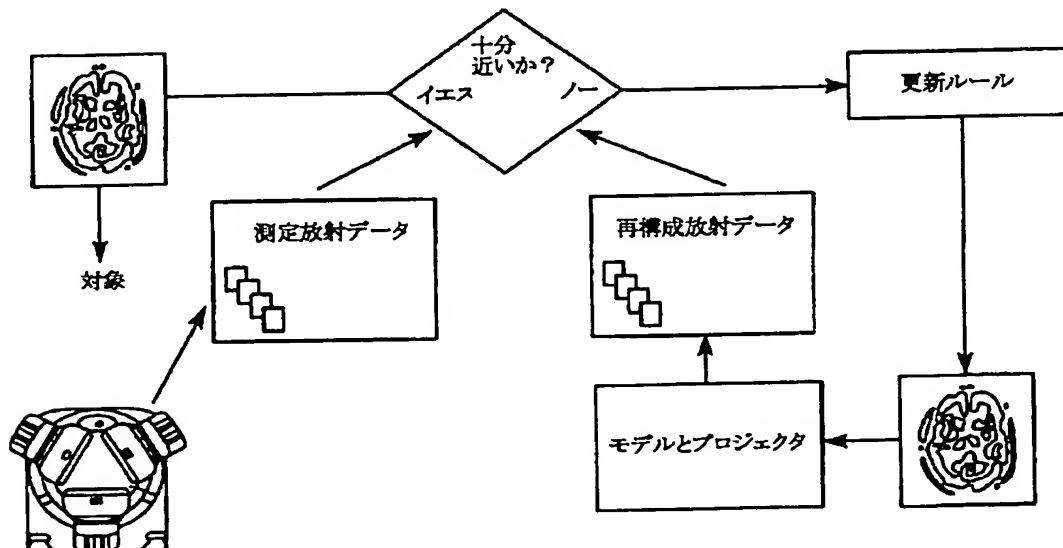
【図7】本発明の側面にしたがって、ML-E M再構成を実行する画像処理装置を採用する、診断用原子核画像作成装置の図示である。

【図8】本発明の側面にしたがって、SPECTデータの再構成に採用されたピクセルのセットを示すグラフを示す

##### 【符号の説明】

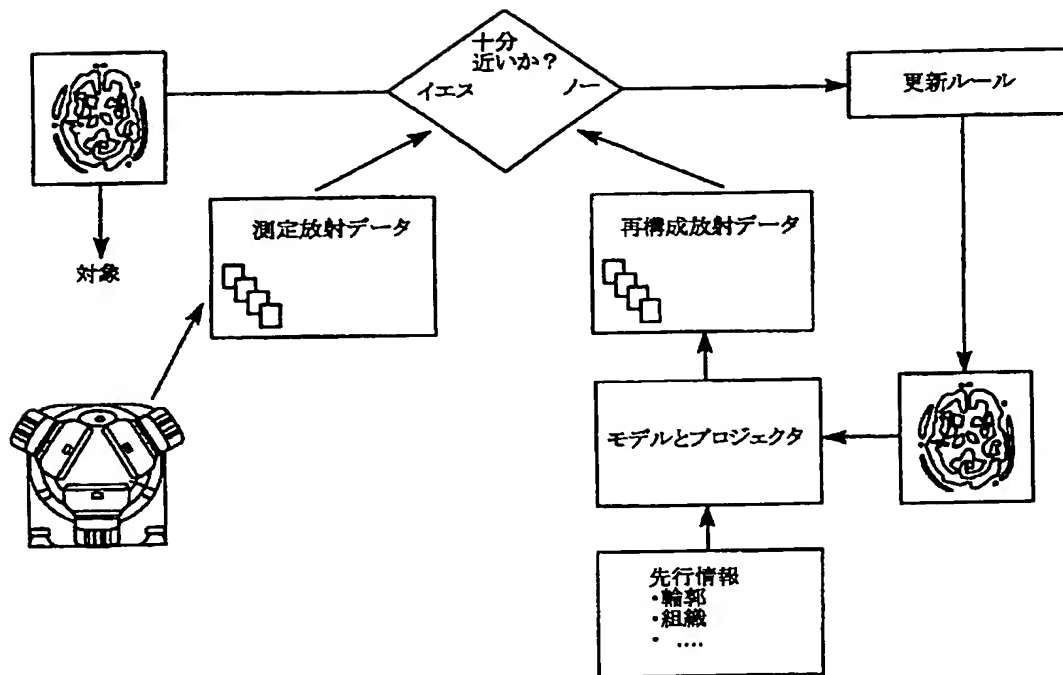
- 10 …医療診断用画像形成装置
- 112 …放射メモリ
- 114 …伝送メモリ
- 120 …参照メモリ
- 130 …減衰マップメモリ
- 140 …画像メモリ
- 150 …第一プロジェクタ
- 152 …第二プロジェクタ
- 160 …第一データ処理装置
- 170 …第二データ処理装置
- 160 …第一データ処理装置
- 310 …目視可能ディスプレイ

【図1】

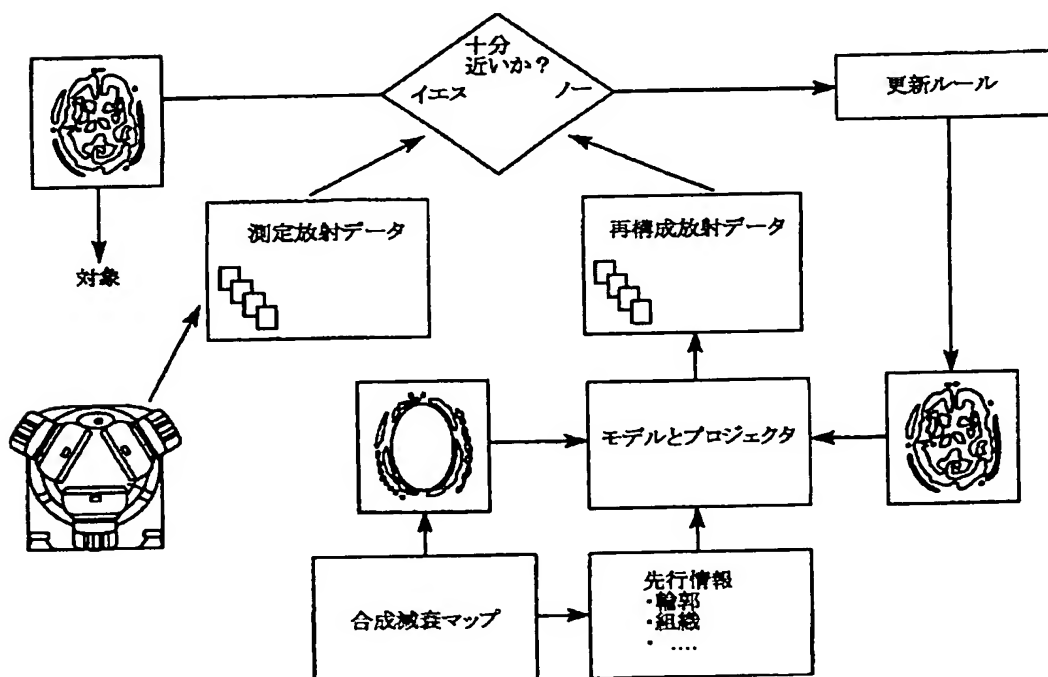




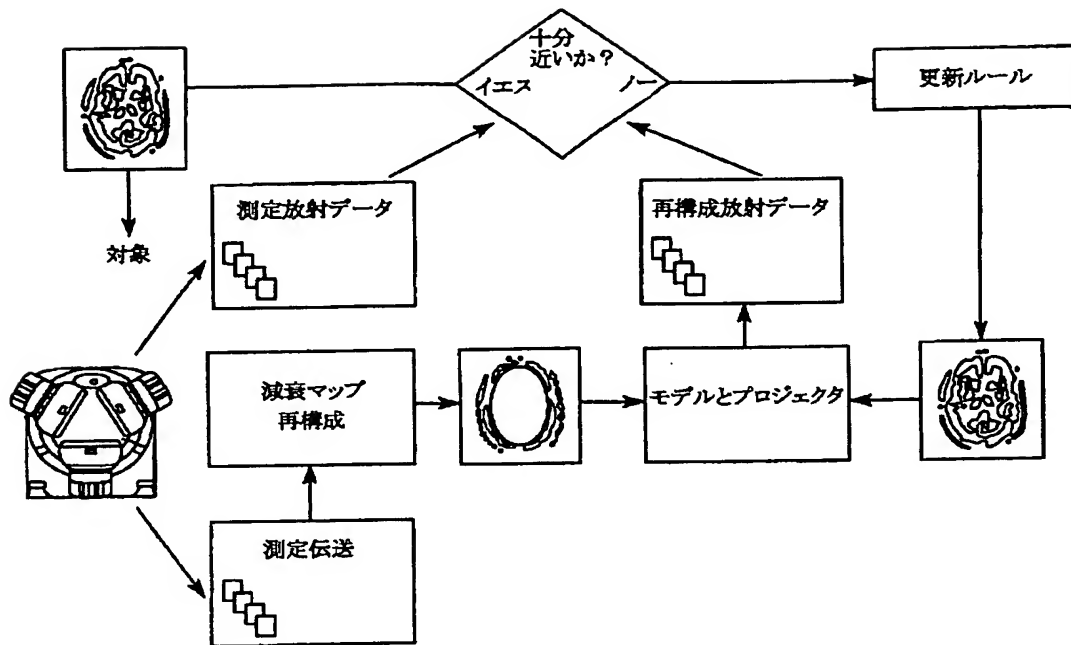
【図2】



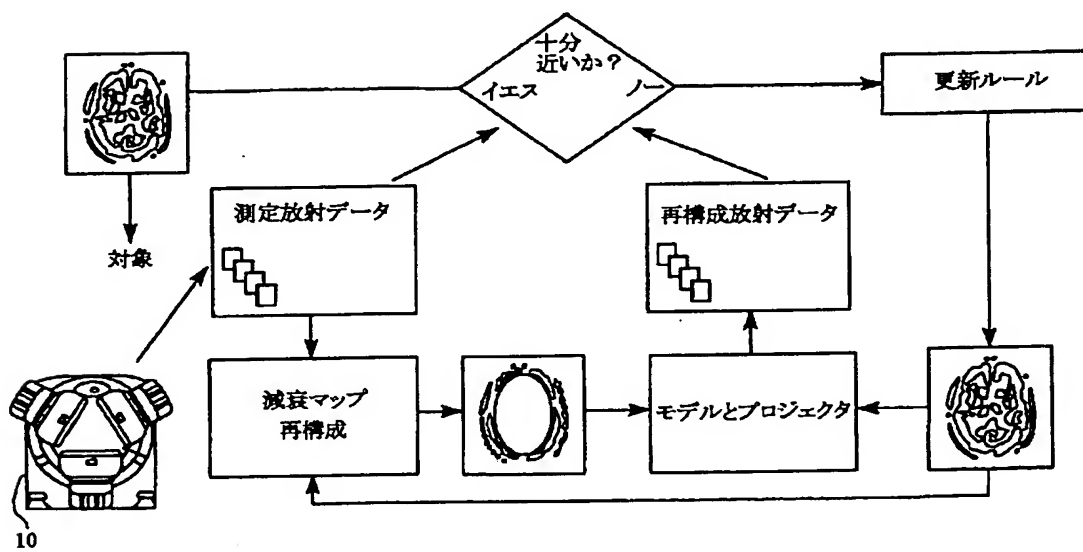
【図3】



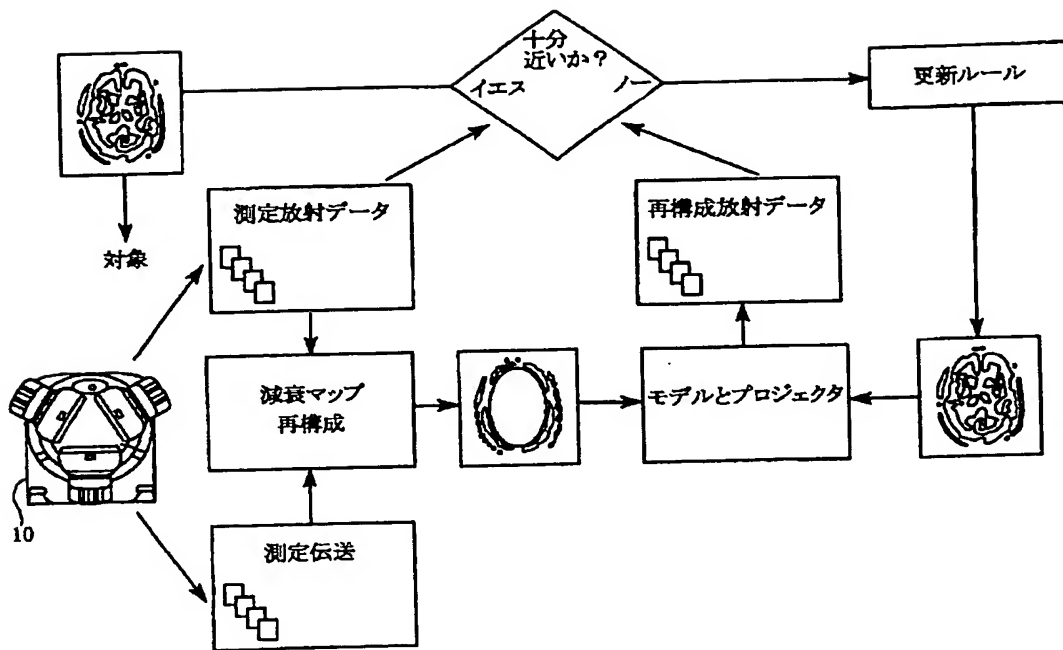
【図4】



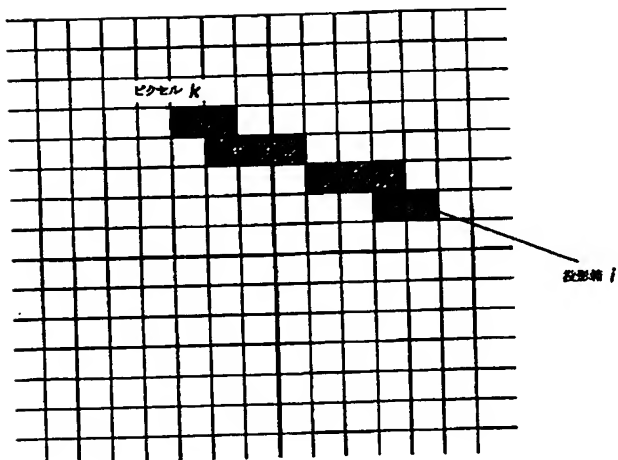
【図5】



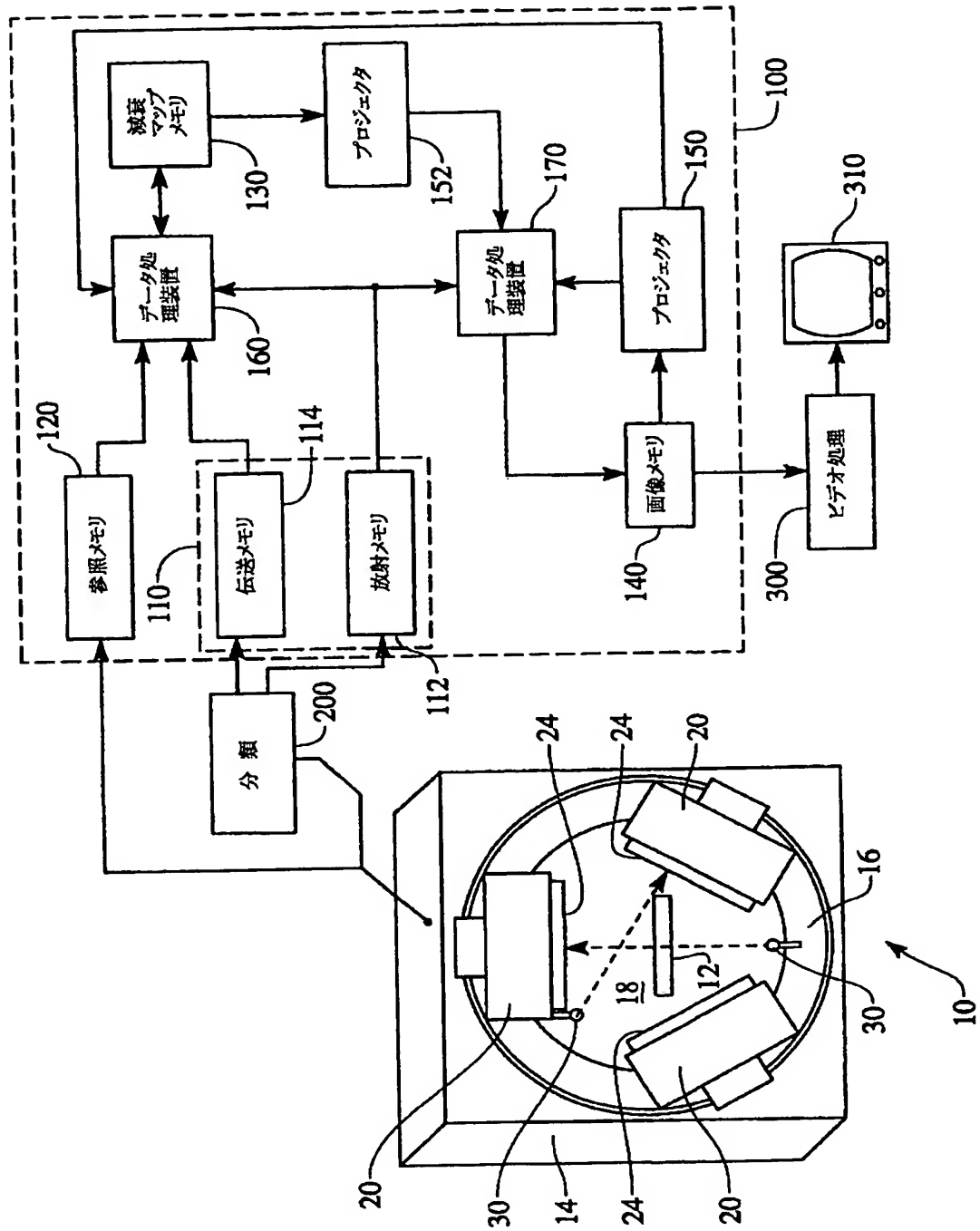
【図6】



【図8】



【図7】



## 【外国語明細書】

【Document Name】 SPECIFICATION  
【Title of the Invention】 Method of ML-EM image reconstruction  
and medical imaging apparatus  
【Claims】

1. A method of ML-EM image reconstruction for use in connection with a diagnostic imaging apparatus that generates projection data comprising:

- (a) collecting projection data including measured emission projection data;
- (b) assuming an initial emission map;
- (c) assuming an initial attenuation map;
- (d) iteratively updating the emission map and the attenuation map;
- (e) with each iteration, recalculating the emission map by taking a previous emission map and adjusting it based upon: (i) the measured emission projection data; (ii) a reprojection of the previous emission map which is carried out with a multi-dimensional projection model; and (iii) a reprojection of the attenuation map; and
- (f) with each iteration, recalculating the attenuation map by taking a previous attenuation map and adjusting it based upon: (i) the measured emission projection data; and (ii) the reprojection of the previous emission map which is carried out with the multi-dimensional projection model.

2. A method as claimed in claim 1, wherein the step of collecting projection data further includes collecting measured transmission projection data.

3. A method as claimed in claim 2, wherein the adjustment to the previous attenuation map in the recalculating step is also made based upon the measured transmission projection data.

4. A method as claimed in claim 2 or claim 3, wherein the step of collecting projection data further includes collecting a blank set of transmission projection data which is collected without a subject present in the diagnostic imaging apparatus, and the adjustment to the previous attenuation map in the recalculating step is also made based upon the blank set of transmission projection data.
5. A method as claimed in any one of claims 2 to 4, wherein the measured transmission projection data is truncated.
6. Medical imaging apparatus for reconstructing image representations of a subject being examined therewith comprising: an emission memory (112) which stores measured emission projection data from the subject; an image memory (140) which stores emission maps; an attenuation map memory (130) which stores attenuation maps; a first projector (150) which generates emission map projections via forward projection of the emission maps from the image memory (140), said projector (150) using a first multi-dimensional projection model; a second projector (152) which generates attenuation map projections via forward projection of the attenuation maps from the attenuation map memory (130), said projector (152) using a second multi-dimensional projection model; a first data processor (160) which samples the emission memory (112), and the first projector (150), and in accordance therewith updates the attenuation maps stored in the attenuation map memory (130); a second data processor (170) which samples the emission memory (112), the first projector (150), and the second projector (152), and in accordance therewith updates the emission maps stored in the image memory (140); and a human-viewable display (310) which renders reconstructed images representations of the subject from the emission maps.



7. Medical imaging apparatus as claimed in claim 6, further comprising: a transmission memory (114) which stores measured transmission projection data from the subject, wherein the medical diagnostic imaging apparatus (10) collects said transmission projection data.
8. Medical imaging apparatus as claimed in claim 7, wherein the first data processor (160) also samples the transmission memory (114) when it updates the attenuation maps stored in the attenuation map memory (130), such that the update is also made in accordance therewith.
9. Medical imaging apparatus as claimed in claim 7 or claim 8, further comprising: a reference memory (120) which stores transmission projection data from a blank run performed without the subject present in the medical diagnostic imaging apparatus (10), wherein the first data processor (160) also samples the reference memory (120) when it updates the attenuation maps stored in the attenuation map memory (130), such that the update is also made in accordance therewith.
10. Medical imaging apparatus as claimed in any one of claims 7 to 9, wherein the measured transmission projection data from the subject stored in the transmission memory (114) is truncated.

**[Detailed Description of the Invention]****[0001]****[Technical Field to which the Invention pertains]**

The present invention relates to imaging using image reconstruction of emission data. It finds particular application in conjunction with single photon emission computed tomography (SPECT) and nuclear cameras, and will be described with particular reference thereto. However, it is to be appreciated that the present invention is also amenable to other like applications including, but not limited to, positron emission tomography (PET) and ultrasound tomography.

**[0002]****[Prior Art]**

Attenuation correction is now an integral part of nuclear medicine image reconstruction. Several techniques have been introduced over the years, ranging from simple analytical filters to elaborate transmission devices, to obtain an object-dependent attenuation map. Often, in analytical correction, assumptions are made that are too restrictive to be realistic. Object-dependent attenuation correction based on emission data only is an attractive and theoretically sound alternative, but not ready for large scale utilization. Finally, techniques based on an attenuation map constructed from measured transmission projection data, while a popular approach, suffer from very poor statistical quality. Moreover, current techniques for reconstructing the emission data are sensitive to this noise. Additionally, the collected transmission projection data is often truncated.

**[0003]**

The approaches presented herein are a departure from previously available techniques. In order to appreciate the difference, it is helpful to examine previous techniques.

It is usually recognized that iterative methods lend themselves easily to the introduction of additional correction factors such as attenuation. With reference to FIGURE 1, the basic concept behind iterative methods, such as maximum likelihood expectation maximization (ML-EM) reconstruction, is to find the object (i.e., image or emission map) for which a mathematical projection produces results comparable to the set of measured emission projections. The ML-EM reconstruction algorithm is one such engine that allows the image to be found in an efficient manner. From an initial guess or assumption, a set of projections is artificially created by a projector employing a projection model. These projections are then compared to the "real" or measured set. When certain conditions are met (i.e., when the projections of the emission map are sufficiently close to the measured emission projections), the iterative process stops and the current image is the best possible representation of the object, otherwise, the initial guess is updated and a new set of projections produced. Clearly, the projection model employed is an important part of the projection operation. However, an accurate projection model can be complex and detailed.

[0004]

With reference to FIGURE 2, one way to improve the "realism" of the projection model or the update operations is to include *a priori* information, i.e., what is already known about the object (e.g., its contour, texture, and so forth). In general, this is a powerful tool that offers dramatic improvement of the reconstruction. One caveat is, however, that this information needs to be real. In other words, if *a priori* information is true or accurate, it helps the reconstruction. On the other hand, inaccuracy tends to inappropriately bias the reconstruction or otherwise introduce unwanted artifacts. Moreover, in practice, it is difficult to find non-trivial characteristics of the object to be imaged that are always accurate.

【0005】

With reference to FIGURE 3, the attenuation map is certainly one element that can help the reconstruction. Information pertaining to attenuation characteristics can be generated artificially for simple situations (e.g. uniform attenuation, symmetrical attenuation, etc.). In general, however, inaccuracies can be introduced by suggesting attenuation features that are not true and/or not object specific.

【0006】

With reference to FIGURE 4, it is significantly more advantageous when the attenuation map is constructed for each object and used directly in the reconstruction. Often, the attenuation map is derived from measured transmission projection data. This is the basis of most of the modern non-uniform attenuation correction devices. However, the problem with this approach is statistics. Typically, in order to define a useful and usable attenuation map, many counts are needed. In practice, however, the definition of the attenuation map is count-limited, and the inherent noise associated with it is transported into the reconstruction of the emission map. Another problem is that often the transmission projection data used to derive the attenuation map is truncated thereby resulting in a degraded attenuation map. In other words, a poor attenuation map can actually degrade the image it aims at improving because of a lack of counts and/or a truncated transmission data set.

【0007】

These limitations in the acquisition of the measured attenuation maps have provided the motivation for investigation into different techniques. It is generally known that the emission data contains information from which theoretically the attenuation map could be reconstructed. Such reconstruction methods are referred to as sourceless. In fact, each point in the object can be considered as a transmission source, and the observed intensity

at any given point on the detector can be compared with the expected intensity without attenuation. Unfortunately, due to limitations, such as the limited number of counts in the emission map, the relationship between the emission and attenuation maps can only partially be established. Moreover, there is an intrinsic inability of the process to differentiate between a low activity, low attenuation condition and a high activity, high attenuation condition.

[0008]

Yet another drawback of previous techniques is that they tend to employ only a linear projection model. That is to say, they merely account for those events that lie along a singular path or line from the detection bin to the activity. Such projection models are not adapted to account for scatter or collimator resolution which may allow a particular detector bin to detect photons from off-line sources.

[0009]

[Problems that the Invention is to solve]

The present invention contemplates a new technique for providing attenuation correction in emission computed tomography.

[0010]

[Means for solving the Problems]

In accordance with one aspect of the present invention, a method of ML-EM image reconstruction is provided for use in connection with a diagnostic imaging apparatus that generates projection data. The method includes collecting projection data including measured emission projection data. Initial emission and attenuation maps are assumed and iteratively updated. With each iteration, the emission map is recalculated by taking a previous emission map and adjusting it based upon: (i) the measured emission projection data; (ii) a reprojection of the previous emission map which is carried out with a multi-dimensional projection model; and, (iii) a reprojection of the attenuation map. Also, with

each iteration, the attenuation map is recalculated by taking a previous attenuation map and adjusting it based upon: (i) the measured emission projection data; and, (ii) the reprojection of the previous emission map which is carried out with the multi-dimensional projection model.

[0011]

In accordance with another aspect of the present invention, a medical diagnostic imaging apparatus for reconstructing image representations of a subject being examined therewith is provided. It includes an emission memory which stores measured emission projection data from the subject. An image memory stores emission maps, and an attenuation map memory stores attenuation maps. A first projector generates emission map projections via forward projection of the emission maps from the image memory. Likewise, a second projector generates attenuation map projections via forward projection of the attenuation maps from the attenuation map memory. The first and second projectors use first and second multi-dimensional projection models, respectively. A first data processor samples the emission memory, and the first projector, and in accordance therewith updates the attenuation maps stored in the attenuation map memory. A second data processor samples the emission memory, the first projector, and the second projector, and in accordance therewith updates the emission maps stored in the image memory. Finally, a human-viewable display renders reconstructed image representations of the subject from the emission maps.

[0012]

[Embodiments]

Ways of carrying out the invention will now be described in detail, by way of example, with reference to the accompanying drawings,



With reference to FIGURE 5, the basic flow of a sourceless ML-EM reconstruction in accordance with the present invention is illustrated. A medical diagnostic imaging apparatus 10 (described in greater detail below) generates emission projection data. In this embodiment, the transmission map is reconstructed from emission data only. Lack of a transmission scan reduces the patient's radiation exposure. Moreover, in a preferred embodiment a multi-dimensional projection model provides a more accurate reprojection of the emission map. With reference to FIGURE 6, the basic flow of a source-assisted reconstruction is illustrated which is a further adaptation of the sourceless reconstruction. In this embodiment, the medical diagnostic imaging apparatus 10 also generates transmission projections. Source-assisted attenuation correction combines the benefit of the real transmission measurements to the stability of the analytical sourceless approach. In this approach, the measured transmission projections, however statistically poor and/or truncated, are used to stabilize the analytical approach and force the attenuation map and the emission map to be independent. The transmission information and emission counts are combined to form an image of the attenuation map. The result is improved quality in the attenuation map, because the emission data is used to "assist" in its reconstruction. This, in turn, improves the reconstruction of the emission map in terms of quantitative accuracy.

[0013]

The medical diagnostic imaging apparatus 10 is generally any nuclear medicine scanner that produces scintigraphic images, for example, SPECT scanners or PET scanners. An

appropriate device is one that detects and records the spatial, temporal, and/or other characteristics of emitted photons.

[0014]

More specifically, with reference to FIGURE 7, in an exemplary embodiment, the diagnostic nuclear imaging apparatus or scanner 10 is a gamma camera or SPECT scanner including a subject support 12, such as a table or couch, which supports and positions a subject being examined and/or imaged, such as a phantom or patient, within a subject-receiving aperture 18. The subject is injected with one or more radiopharmaceutical or radioisotopes such that emission radiation is emitted therefrom. A first gantry 14 holds a rotating gantry 16 mounted thereto. The rotating gantry 16 defines the subject-receiving aperture 18. One or more detector heads 20 are adjustably mounted to the rotating gantry 16 with varying degrees of freedom of movement. Being mounted to the rotating gantry 16, the detector heads 20 rotate about the subject-receiving aperture 18 (and the subject when located therein) along with the rotation of the rotating gantry 16. In operation, the detector heads 20 are rotated or indexed around the subject to monitor radiation from a plurality of directions to obtain a plurality of different angular views.

[0015]

Each of the detector heads 20 has a radiation-receiving face facing the subject-receiving aperture 18 that includes a scintillation crystal, such as a large doped sodium iodide crystal, that emits a flash of light or photons in response to incident radiation. An array of photomultiplier tubes receives the light and converts it into electrical signals. A resolver circuit resolves the x, y-coordinates of each flash of light and the energy of the incident radiation. That is to say, radiation strikes the scintillation crystal causing the scintillation crystal to scintillate, i.e., emit light photons in response to the radiation. The photons are

directed toward the photomultiplier tubes. Relative outputs of the photomultiplier tubes are processed and corrected to generate an output signal indicative of (1) a position coordinate on the detector head at which each radiation event is received, and (2) an energy of each event. The energy is used to differentiate between various types of radiation such as multiple emission radiation sources, stray and secondary emission radiation, transmission radiation, and to eliminate noise. An image representation is defined by the radiation data received at each coordinate. The radiation data is then reconstructed into an image representation of the region of interest.

[0016]

Optionally, the detector heads 20 include mechanical collimators 24 removably mounted on the radiation receiving faces of the detector heads 20. The collimators 24 preferably include an array or grid of lead or otherwise radiation-absorbent vanes which restrict the detector heads 20 from receiving radiation not travelling along selected rays in accordance with the data type being collected (i.e., parallel beam, fan beam, and/or cone beam). Alternately, for example, when operating in a coincidence mode, the collimators 24 may be omitted.

[0017]

One or more radiation sources 30 are mounted across the subject-receiving aperture 18 from the detector heads 20. Optionally, they are mounted between the detector heads 20 or to the radiation receiving faces of opposing detector heads 20 such that transmission radiation from the radiation sources 30 is directed toward and received by corresponding detector heads 20 on an opposite side of the subject-receiving aperture 18. In a preferred embodiment, the collimators 24 employed on the detector heads 20, in effect, collimate the transmission radiation. That is to say, the collimators 24 restrict the detector heads 20 from

receiving those portions of transmission radiation not travelling along rays normal (for parallel beam configurations) to the radiation receiving faces of the detector heads 20. Alternately, other collimation geometries are employed and/or the collimation may take place at the source.

[0018]

In a preferred embodiment, the radiation sources 30 are moving point sources each traversing the length of the respective detector heads 20 to which they correspond. Alternately, line sources are employed such as, e.g., thin steel tubes filled with radionuclides and sealed at their ends. In other embodiments, the radiation source 30 are bar sources, point sources, flat rectangular sources, disk sources, flood sources, a tube or vessel filled with radionuclides, or active radiation generators such as x-ray tubes. Alternately, one or more point sources of transmission radiation may be utilized.

[0019]

With reference again to FIGURE 7, the running of an imaging operation includes an iterative ML-EM reconstruction technique wherein emission projection data is reconstructed via an image processor 100 into an image representation of the distribution of radioactive material in the patient. Of course, the reconstruction technique implemented varies slightly in accordance with the types of radiation collected, the types of collimators used (i.e. fan, cone, parallel beam, and/or other modes), and the diagnostic imaging apparatus employed. In any case, emission radiation from the patient is received, for example, by the detector heads 20 of the SPECT scanner, and measured emission projection data is generated. The measured emission projection data normally contains inaccuracies caused by varying absorption or attenuation characteristics of the patient's anatomy. Optionally, a transmission scan is also performed such that transmission radiation from one

or more of the transmission radiation sources 30 is also received, for example by the detector heads 20 of the SPECT scanner, and measured transmission projection data is generated. However, the measured transmission projection data is often noisy and/or truncated. Where a transmission scan is performed, a sorter 200 sorts the measured emission and transmission projection data on the basis of their relative energies. The data is stored in a measured projection view memory 110, more specifically, in a corresponding emission memory 112 and transmission memory 114.

[0020]

In those instances where transmission projection data is collected, a pre-scan blank run is performed to collect a baseline or reference with which to evaluate and/or compare the measured transmission projection data against. In the blank run, the scanner is used to perform a transmission scan without the subject present therein such that a blank set of transmission projection data is collected. In a preferred embodiment, this data is stored in a reference memory 120.

[0021]

In preparation for the first iteration of the reconstruction process, an attenuation map memory 130 and an image memory 140 are initialized by loading them with assumed or first estimates of the attenuation map and emission map respectively. The first estimate for the attenuation map is optionally characterized by a uniform attenuation value inside a predetermined contour which contains the subject and zero outside the contour. Likewise, the first estimate for the emission map is optionally characterized by a uniform value inside the contour and zero outside. Alternately, the availability of additional *a priori* information allows for more accurate first estimates.

[0022]

With each iteration of the reconstruction process, a first projector 150 reprojects and/or forward projects the estimated emission map stored in the image memory 140 to obtain projection views thereof. Likewise, a second projector 152 reprojects and/or forward projects the attenuation map stored in the attenuation map memory 130 to obtain projection views thereof. The projections are performed using multi-dimensional projection models. That is to say, the multi-dimensional projection models account for radiation from multiple directions, as opposed to merely linear models that only account for radiation travelling along a singular direction. In a preferred embodiment, the projection models account for any one or more of the following: scatter, the geometric point response (resolution) associated with the imaging apparatus, randomness corrections which account for random simultaneous photon detection not resulting from the same annihilation event in PET applications, and/or cross-talk due to changing photon energies. In at least one embodiment, the projection models used by the first and second projectors 150 and 152 are not the same. Alternately, for some applications, identical projection models are employed.

A first data processor 160 updates the attenuation maps in the attenuation map memory 130 with each iteration, and a second data processor 170 updates the emission maps in the image memory 140 with each iteration.

[0023]

The first data processor 160 recalculates the attenuation map by taking a previously stored attenuation map from the attenuation map memory 130 and adjusting it based upon a number of factors. In a preferred embodiment, employing so called sourceless reconstruction, the factors include: (i) the measured emission projection data from the emission memory 112; and, (ii) a reprojection of the previous emission map stored in the



image memory 140 which is reprojected via the projector 150. More specifically, the first data processor 160 samples the emission memory 112 and the output projection views from the projector 150 to complete each update of the attenuation map which is then reloaded into the attenuation map memory 130. For sourceless reconstruction, measured transmission projection data is not utilized. As such, it is preferred that transmission projection data not be collected to thereby minimize radiation exposure and reduce mechanical complexity. In an alternate embodiment, employing so called source-assisted reconstruction, in addition to the above, measured transmission projection data (optionally truncated) is also incorporated with each update of the attenuation map. In this embodiment, the measured transmission projections are also sampled from the transmission memory 114 by the first data processor 160 for each update or recalculation. In addition, baseline or reference transmission projections from the reference memory 120 are also taken into account. A detailed account of the first data processor's operation is given below in more mathematical terms.

[0024]

In both sourceless and source-assisted reconstruction, the second data processor 170 updates the emission map based on the same factors. These factors include: (i) the measured emission projection data; (ii) a reprojection of the previous emission map; and, (iii) a reprojection of the attenuation map. More specifically, with each iteration, the second data processor 170 samples the emission memory 112, the first projector 150, and the second projector 152. Based upon the data collected, the second data processor 170 recalculates the emission map and reloads the updated emission map back into the image memory 140. Again, a detailed account of the second data processor's operation is given below in more mathematical terms.

[0025]

Upon completion of the final iteration, a video processor 300 extracts or otherwise receives data from the image memory 140 which represents a reconstruction of the radionuclide distribution within the region of interest. The video processor 300 then formats it into image representations of the subject for viewing on a human-viewable display, such as a video monitor 310 or other appropriate rendering device.

[0026]

In more mathematical terms, the operation of the image processor 100 is as follows. The iterative ML-EM reconstruction is an iterative solver for a linear system of equations. It has a robustness in reconstruction that is difficult for other reconstruction techniques to achieve, based on the solution of linear systems. An important feature of the ML-EM algorithm is that given certain mild restrictions appropriate for nuclear medicine emission imaging, it is applicable to any linear system of equations, whether it be over- or under-determined, consistent or inconsistent. In any event, after a number of iteration, the ML-EM algorithm converges to a solution that is the most likely or the most probable, given the original data.

[0027]

One of the appealing qualities of this iterative algorithm is that a general probability model of detection is used. The underlying radionuclide distribution is continuous, but the signal or projection is detected at a discrete number of bins, or sampling locations. In what follows,  $P_i$  represents the total detected photons in the  $i^{\text{th}}$  detector location (i.e., the measured emission projection data). There are  $M$  detector locations. Also, the radionuclide distribution is represented as a discrete collection of basis functions. The basis function for the emission distribution is the voxel.  $F_k$  represent the average of the continuous radionuclide distribution over the  $k^{\text{th}}$  image voxel. There are  $K$  image voxels. The transfer matrix coefficient  $m_{ik}$  (i.e., the projection model) is the probability that a photon emitted in

voxel  $k$  per unit time is detected in detector location  $i$ . As each measurement can be noisy, the noise associated with each measurement is denoted by  $n_i$ . Generally however, enough is known about the imaging system to be able to accurately model the statistical properties of the noise. Hence, the total photon count at the  $i^{\text{th}}$  detector location is the sum of all voxels contributing to that detector location. This is mathematically expressed as:

$$P_i = \Delta t_i \sum_{k=1}^K F_k m_{ki} + n_i, \quad i=1, \dots, M \quad (1),$$

where  $\Delta t_i$  is the imaging time for the  $i^{\text{th}}$  projection.

[0028]

This linear system of equations is then the basic imaging model. Denoting  $F_k^{(h)}$  (i.e., the  $k^{\text{th}}$  voxel of the emission map) as the estimate of the activity  $F_k$  in voxel  $k$  on the  $h^{\text{th}}$  iteration of the ML-EM reconstruction, the ML-EM estimate for the  $(h+1)$ -iteration is given by:

$$F_k^{(h+1)} = F_k^{(h)} \frac{1}{\sum_{i=1}^M m_{ki}} \sum_{i=1}^M \frac{P_i}{\Delta t_i \sum_{n=1}^K F_n^{(h)} m_{ni}} m_{ki} \quad (2).$$

With this method scatter, resolution, and attenuation can be incorporated into the model  $m_{ki}$ . However, the inclusion of attenuation and scatter in the transfer matrix employs *a priori* knowledge of the attenuation map.

【0029】

## Sourceless Reconstruction for PET Embodiment

The lack of an attenuation map for emission imaging in this case leads to a new formulation that now includes the unknown attenuation map. The forward problem is now stated as:

$$P_i = \Delta t_i \sum_{k=1}^K m_{ki} F_k \exp\left(-\sum_{j \in N_{ki}} c_{ji} \mu_j\right) + n_i, \quad i=1, \dots, M \quad (3),$$

where  $\mu_j$  is the linear attenuation coefficient of the  $j^{\text{th}}$  pixel of the attenuation map, and  $c_{ji}$  is the effective attenuation length of  $\mu_j$ . The set of pixels  $N_{ki}$  is given by:  $N_{ki} = \{\text{pixel } j \mid m_{ji} \neq 0, \text{ for source-detector pair } (F_k, P_i)\}$ . Geometrically, the set  $N_{ki}$  is the set of pixels intersecting and covering the line of response  $i$  that contains the source pixel  $k$ . The estimate  $(f_k, u_j)$  of the unknowns  $(F_k, \mu_j)$  is given by:

$$f_k^{(h+1)} = f_k^{(h)} \frac{1}{\sum_i \exp\left(-\sum_{j=0}^{K-1} u_j^{(h)} c_{ji}\right) m_{ki}} \sum_i \frac{P_i m_{ki}}{\Delta t_i \sum_n f_n^{(h)} m_{ni}} \quad (4),$$

for the emission map which is updated via the second data processor 170; and

$$u_j^{(h+1)} = u_j^{(h)} \frac{\sum_i \exp\left(-\sum_{j=0}^{K-1} u_j^{(h)} c_{ji}\right) c_{ji} \sum_n f_n^{(h)} m_{ni}}{\sum_i P_i c_{ji}} \quad (5),$$

for the attenuation map which is updated via the first data processor 160. That is to say, in this embodiment (i.e., sourceless reconstruction with PET data), the second data processor

170 and the first data processor 160 carry out the former and later computations from equations (4) and (5), respectively.

[0030]

#### Sourceless Reconstruction for SPECT Embodiment

For SPECT, a similar set of algorithms is developed. The forward problem in this case is again:

$$P_i = \Delta t_i \sum_{k=1}^K m_{ki} F_k \exp\left(-\sum_{j \in N_{ki}} c_{ji} \mu_j\right) + n_i, \quad i=1, \dots, M \quad (6).$$

However, for SPECT, the set  $N_{ki}$  is defined differently as illustrated in FIGURE 8. The set  $N_{ki}$  is the set of pixels that cover the attenuation line integral from the source pixel  $k$  to the projection bin  $i$ . This leads to a variation of the algorithm. In this embodiment, the emission update is given by:

$$F_k^{(h+1)} = F_k^{(h)} \cdot \frac{1}{\sum_i \exp\left(-\sum_{j \in N_{ki}} \mu_j^{(h)} c_{ji}\right) m_{ki}} \sum_i \frac{P_i m_{ki} \exp\left(-\sum_{j \in N_{ki}} \mu_j^{(h)} c_{ji}\right)}{\Delta t_i \sum_n \exp\left(-\sum_{j \in N_{ni}} \mu_j^{(h)} c_{ji}\right) F_n^{(h)} m_{ni}} \quad (7);$$

and, the transmission image update is given by:

$$\mu_j^{(h+1)} = \mu_j^{(h)} \cdot \frac{\sum_i \left\{ \frac{P_i}{\sum_n \exp\left(-\sum_{l \in N_{ni}} \mu_l^{(h)} c_{li}\right) F_n^{(h)} m_{ni}} \sum_{k \in N_{ki}} \exp\left(-\sum_{l \in N_{ki}} \mu_l^{(h)} c_{li}\right) F_k^{(h)} m_{ki} \left\{ c_{ji}, \begin{matrix} (j, i) \in N_{ki} \\ (i, j) \in N_{ni} \end{matrix} \right\} \right\}}{\sum_i \left\{ c_{ji} \exp\left(-\sum_{l \in N_{ni}} \mu_l^{(h)} c_{li}\right) F_i^{(h)} m_{ni} \left\{ 1, j \in N_{ni} \right\} \right\}} \quad (8).$$

As before, in this embodiment (i.e., sourceless reconstruction with SPECT data, the second data processor 170 and the first data processor 160 carry out the former and later computations from equations (7) and (8), respectively.

[0031]

#### Source-Assisted Reconstruction for PET Embodiment

Source-assisted reconstruction utilizes the measured transmission data, represented by  $T_n$ , and blank scan, represented by  $E_n$ , to stabilize the sourceless reconstruction. It accomplishes this by incorporating the transmission scan as *a priori* information in the likelihood probability function. The result is a different update for the transmission map only. For PET, the transmission update is now given by:

$$\mu_j^{(h+1)} = \mu_j^{(h)} + \frac{\sum_i P_i c_{ji} + \sum_n T_n e_{jn}}{\Delta t_i \sum_k \exp\left(-\sum_j \mu_j^{(h)} c_{ji}\right) c_{ji} F_k^{(h)} m_{ki} + \Delta_n \sum_n \exp\left(-\sum_j \mu_j^{(h)} e_{jn}\right) e_{jn} E_n} \quad (9),$$

in which  $\Delta t_i$  is the scan time per projection for the emission data, and  $\Delta_n$  is a normalization constant that reflects the ratio of the emission scan-time to the transmission scan time. The coefficients  $e_{jn}$  measure the contribution of the  $j^{\text{th}}$  voxel of the attenuation map to the  $n^{\text{th}}$  transmission measurement and are not always the same as the coefficients  $c_j$  defined above. They depend on the particular embodiment of the scanner employed.



[0032]

**Source-Assisted Reconstruction for SPECT Embodiment**

The update rule for the emission map in source-assisted SPECT is the same as the update rule for sourceless SPECT. Only the transmission map update rule is changed to the following:

$$p_j^{i+1} = p_j^{(i)} \cdot \frac{\sum_{\mu} \left( \frac{r_{j,\mu}}{\sum_{\mu} p_j^{(i)} c_{j,\mu}} \right) \exp \left( - \sum_{\mu} p_j^{(i)} c_{j,\mu} \right) \left( c_{j,i}^{(0)} \right) \left( \frac{1}{j, D \in N_{j,i}} \right)}{\sum_{\mu} \left( c_{j,i} \exp \left( - \sum_{\mu} p_j^{(i)} c_{j,\mu} \right) \right) \left( \frac{1}{j, D \in N_{j,i}} \right) + \sum_{\mu} \exp \left( - \sum_{\mu} p_j^{(i)} c_{j,\mu} \right) c_{j,\mu} \varepsilon_{j,\mu}} \quad (10).$$

Optionally, the operations of the first and second data processors 160 and 170, as well as the other components, are implemented as hardware, software, or combinations of hardware and software configurations.

[0033]

**[Advantages of the Invention]**

One advantage of the embodiments described above of source-assisted attenuation correction for emission computed tomography, is improved attenuation maps for ML-EM reconstruction. Another advantage is reduced patient exposure to radiation via sourceless ML-EM reconstruction. Yet another advantage is multi-dimensional projection modelling which more accurately approximates actual conditions. Another advantage is that there is less likelihood of noise being introduced into the final reconstruction via the attenuation map. A further advantage is that accurate reconstruction is possible even with truncated transmission data.

[0034]

[Brief Description of the Drawings]

[FIG. 1] is a flow diagram illustrating the operation of a typical ML-EM reconstruction method in accordance with prior art techniques;

[FIG. 2] is a flow diagram illustrating the operation of a typical ML-EM reconstruction method employing *a priori* information in accordance with prior art techniques;

[FIG. 3] is a flow diagram illustrating the operation of a typical ML-EM reconstruction method employing an artificially generated attenuation map in accordance with prior art techniques;

[FIG. 4] is a flow diagram illustrating the operation of a typical ML-EM reconstruction method employing an attenuation map derived from measured transmission projection data in accordance with prior art techniques;

[FIG. 5] is a flow diagram illustrating sourceless ML-EM reconstruction in accordance with aspects of the present invention;

[FIG. 6] is a flow diagram illustrating source-assisted ML-EM reconstruction in accordance with aspects of the present invention;

[FIG. 7] is a diagrammatic illustration of a diagnostic nuclear imaging apparatus employing an image processor which carries out ML-EM reconstruction in accordance with aspects of the present invention; and

[FIG. 8] is a graphical illustration showing the set of pixels employed in the reconstruction of SPBCT data in accordance with aspects of the present invention.

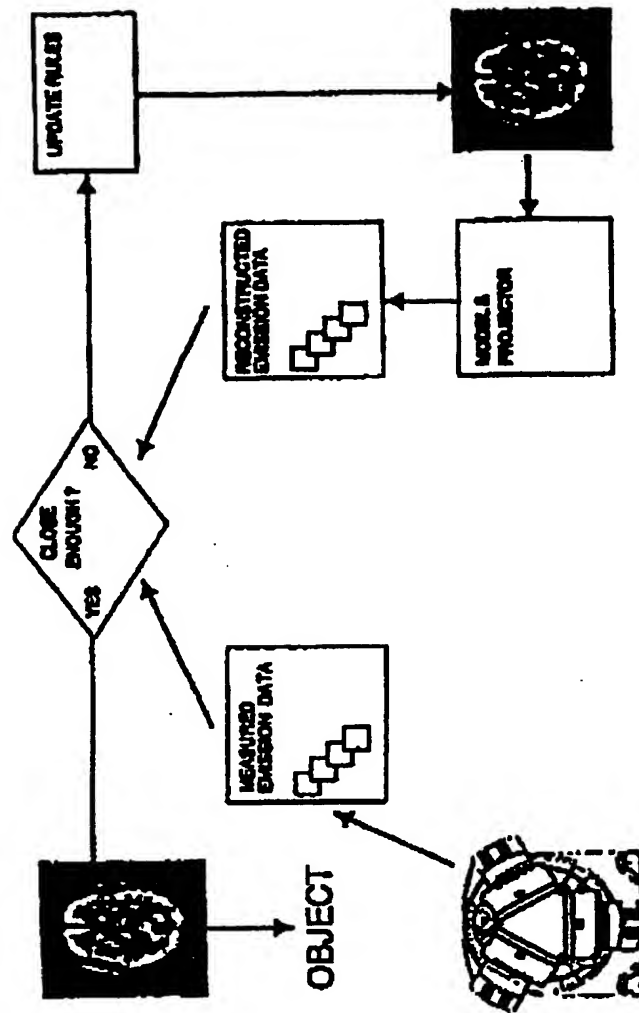


FIG. 1  
Prior Art

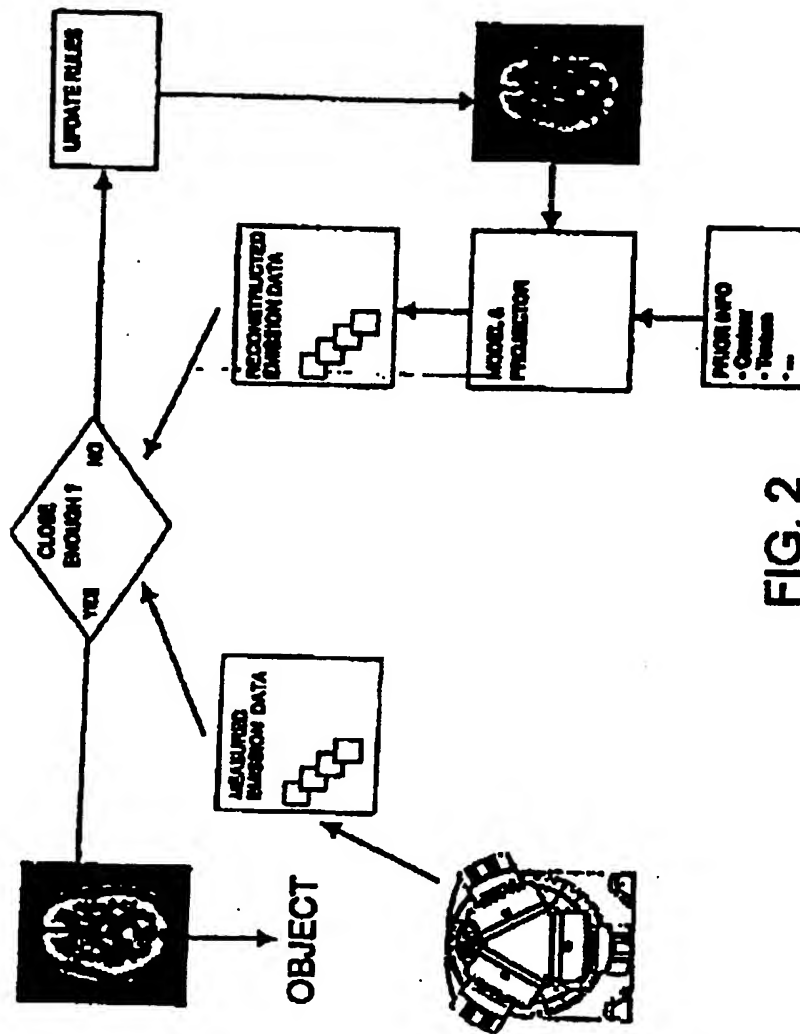


FIG. 2  
Prior Art

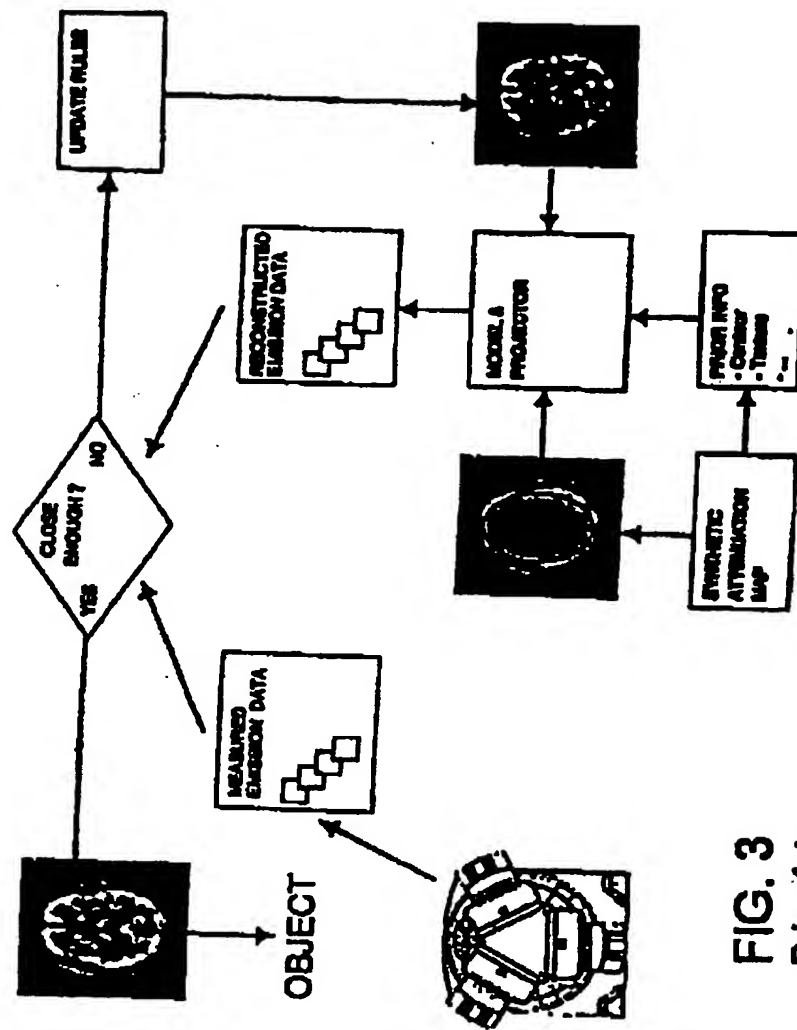
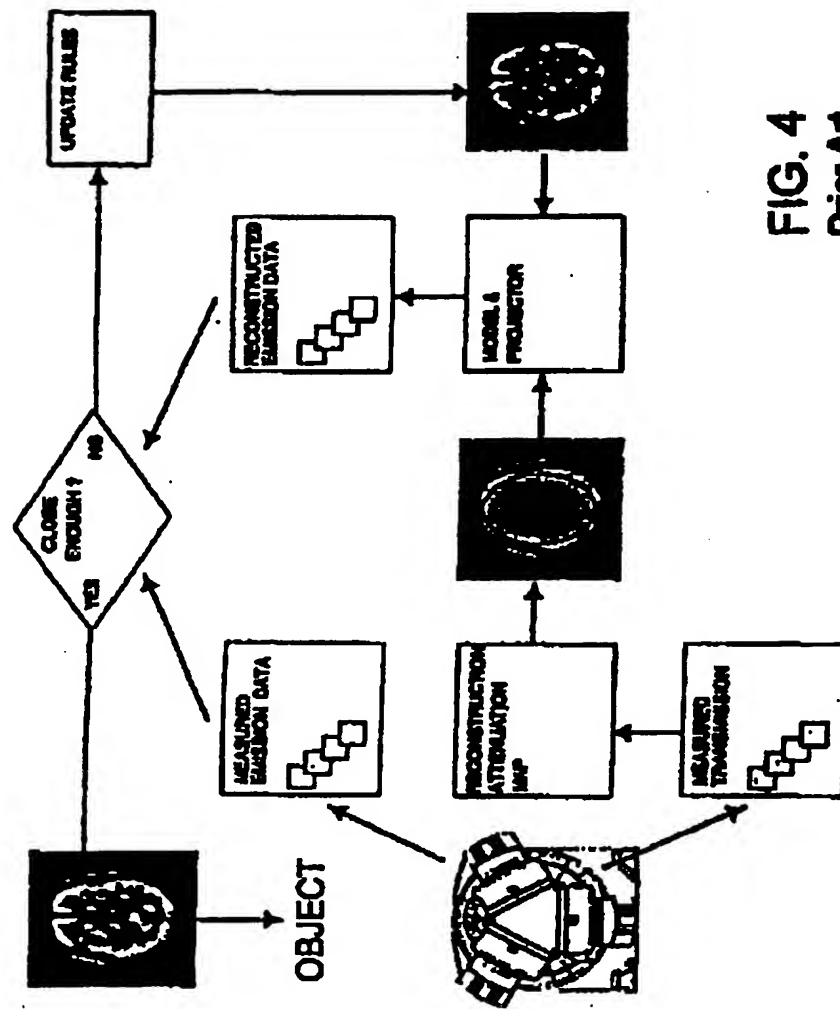


FIG. 3  
Prior Art



**FIG. 4**  
Prior Art

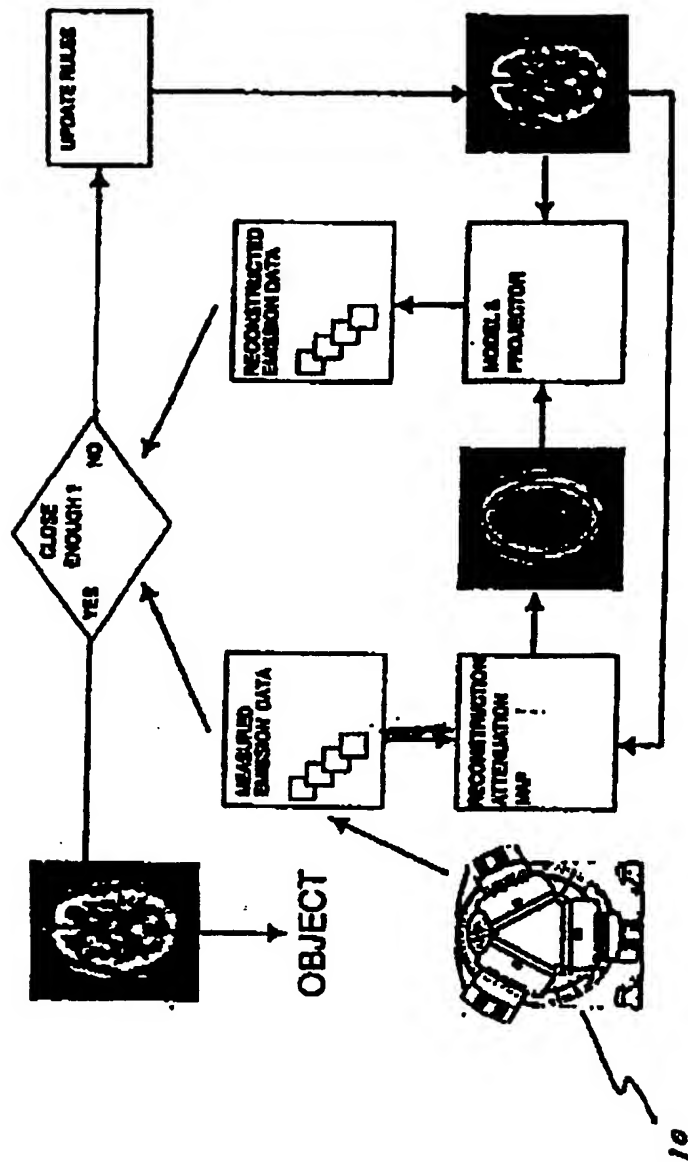


FIG. 5

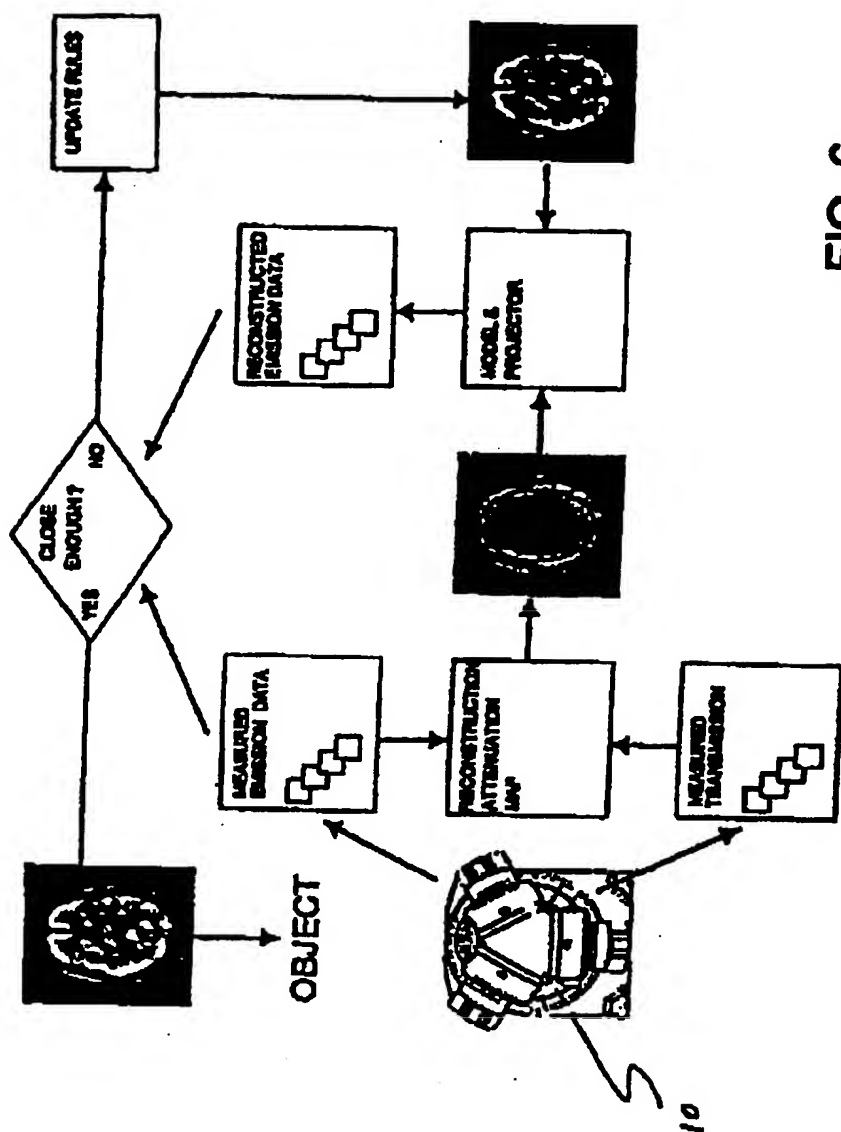
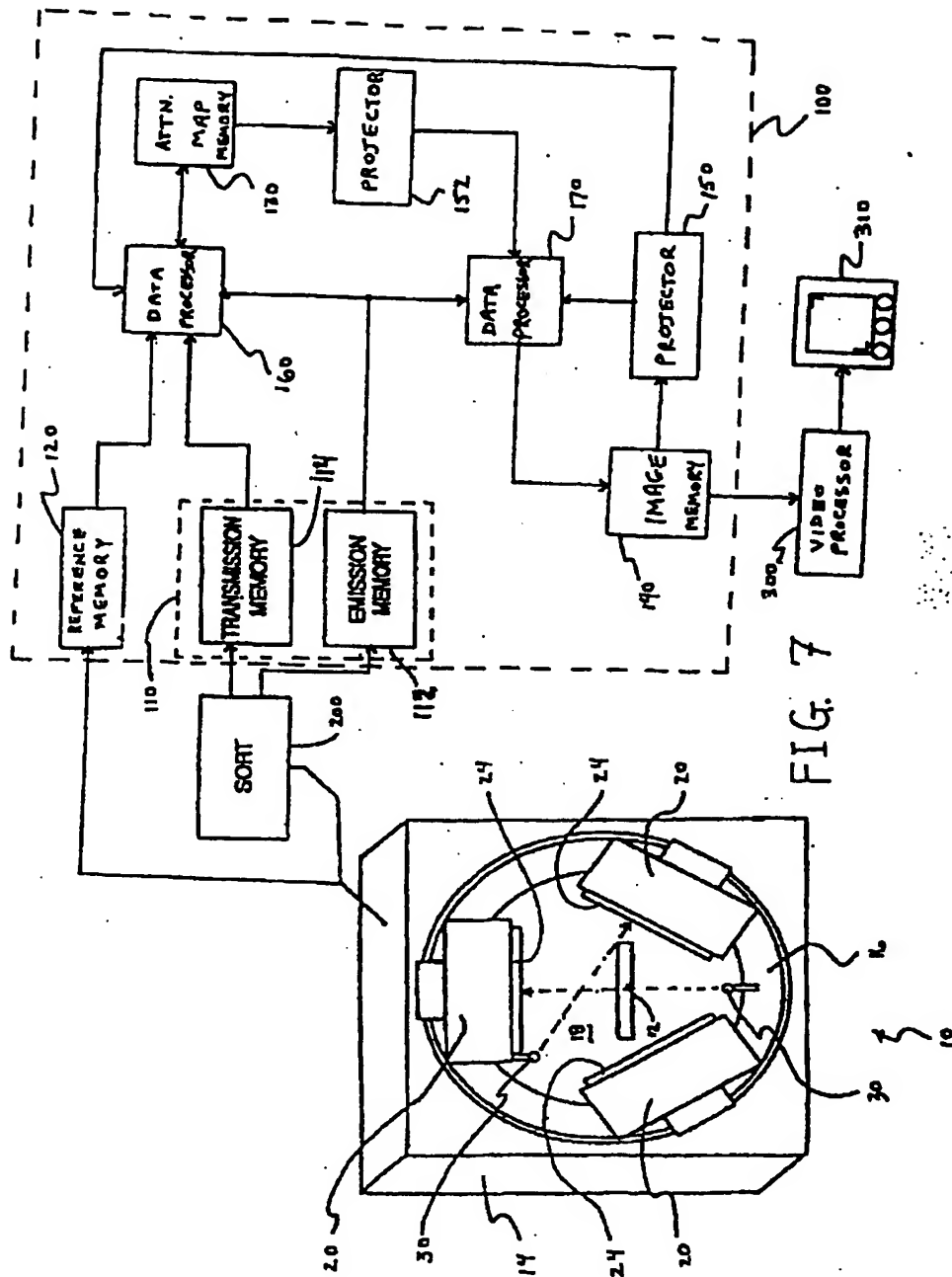


FIG. 6





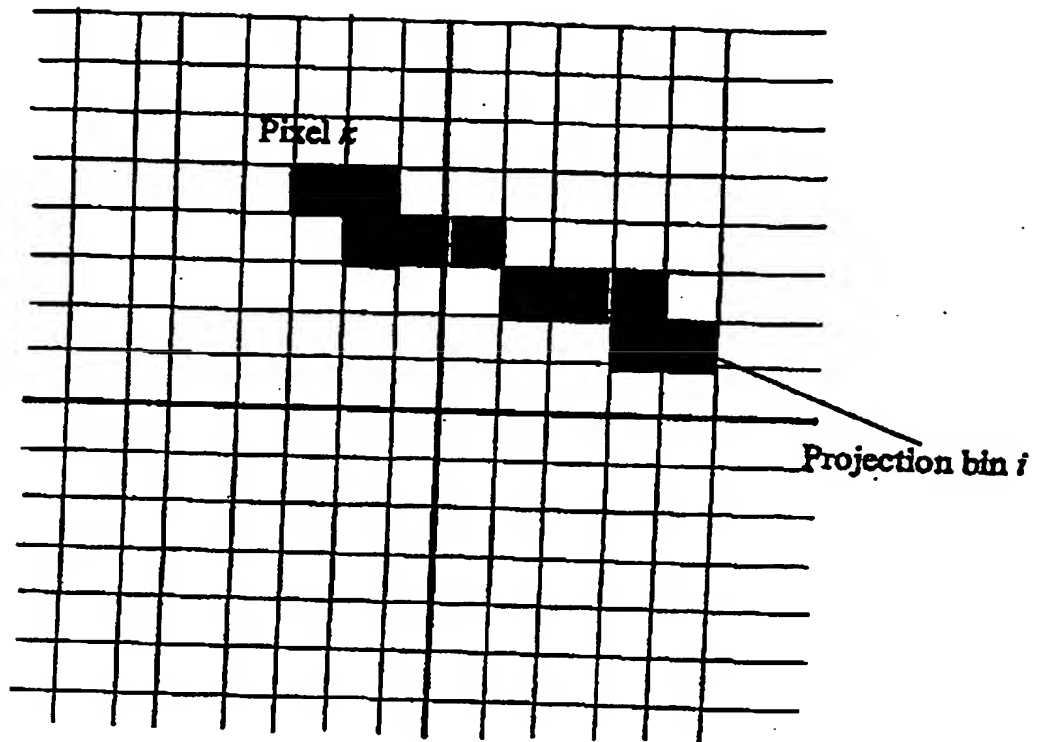


FIG. 8

**[Document Name]** ABSTRACT

**[Abstract]**

**[Problems]**

There is provided a new technique for providing attenuation correction in emission computed tomography.

**[Solving Means]**

A method of ML-EM image reconstruction is provided for use in connection with a diagnostic imaging apparatus (10) that generates projection data. The method includes collecting projection data, including measured emission projection data. An initial emission map and attenuation map are assumed. The emission map and the attenuation map are iteratively updated. With each iteration, the emission map is recalculated by taking a previous emission map and adjusting it based upon: (i) the measured emission projection data; (ii) a reprojection of the previous emission map which is carried out with a multi-dimensional projection model; and, (iii) a reprojection of the attenuation map. As well, with each iteration, the attenuation map is recalculated by taking a previous attenuation map and adjusting it based upon: (i) the measured emission projection data; and, (ii) a reprojection of the previous emission map which is carried out with the multi-dimensional projection model. In a preferred embodiment, with source-assisted reconstruction, the recalculation of the attenuation map is additionally based upon: (iii) measured transmission projection data; and (iv) a reference or blank data set of measured transmission projection data taken without the subject present in the imaging apparatus (10).

**[Selected Drawing]** FIG. 7

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**